

VİSKOELASTİK MALZEMELİ KEMİK-PLAK SİSTEMİNİN PERFORMANS AÇISINDAN DEĞERLENDİRİLMESİ

Semih Benli Sami Aksoy

Dokuz Eylül Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü, Ege Üniversitesi Kampüsü, 35100,
Bornova/ İZMİR

ÖZET

Bu çalışmada, prototipi üretilmiş viskoelastik malzemeli kemik plağı, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak performansı açısından değerlendirilmiştir. Bu amaçla, viskoelastik malzemeli, Ti alaşımlı ve paslanmaz çelikten (316L) imal edilmiş kemik plaklarının uzun tibia kemiğine vidalarla bağlanmış üç boyutlu sonlu elemanlar modeli ANSYS programı kullanılarak oluşturulmuş ve aynı yükleme ve sınır koşulları altında gerilme analizleri yapılmıştır. İyileşmenin olmadığı durum için plakların orta kesitlerinde meydana gelen maksimum çekme ve basma gerilmeleri teorik olarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçların nümerik sonuçlarla uyduğu görülmüştür. Kemiğin iyileşmesi sürecinde kırık ara yüzeyinde meydana gelen gerilmeler üç farklı kemik-plak sistemi içinde incelenmiş, elde edilen sonuçlar grafiksel olarak gösterilerek karşılaştırılmıştır. Viskoelastik malzemeli kemik plağının, paslanmaz çelik ve Ti alaşımlı kemik plağına kıyasla kırık ara bölgesinde gerilme kalkanını azaltarak iyileşmeyi hızlandıracak daha büyük basma gerilmeleri meydana getirdiği tespit edilmiştir.

ABSTRACT

In this study, the bone plate with viscoelastic material, prototype of which was made, was evaluated in terms of its performance. For this reason, 3D finite element models of the bone plate with viscoelastic material and traditional bone plates, made of stainless steel (316L) and Ti alloy, have been developed by using ANSYS program and their stress analyses have been carried out under the same loading and boundary conditions. Maximum compressive and tensile stresses occurring in the middle sections of the bone plates in the beginning (there is no callus formation) have been calculated theoretically. These values have been compared with analysis results so that it could be verified that the results of numerical study were reasonable. Compressive stresses occurring in the intact portion of the bone (tibia) and at the fractured interface at the different stage of bone-healing have been investigated for all the three types of fixation. The results obtained have been compared and shown in graphs. It has been determined that the bone plate with viscoelastic material offers less stress-shielding to the bone, providing higher compressive stress at the fractured interface to induce accelerated healing in comparison with Ti alloy and stainless steel bone plate.

1. GİRİŞ

Kemik plakları kemik kırıklarının iyileştirilmesinde kırık bölgesinin sabitlenmesi amacı ile yaygın olarak kullanılmaktadır. Kemik fiksasyonlarında, yükleme altında vidaların gevşemesi, plak altındaki kortekste bulunan damarlar üzerine kan akışını engellemek gibi lokal etkiler ve kemikte yeterince gerilme oluşmaması gibi komplikasyonlar vardır. Bundan dolayı, kemik plakları uygun mekanik özelliklere ve tasarıma sahip olmalıdır.

Paslanmaz çelik, Co-Cr ve Ti alaşımlarından imal edilen kemik plakları kırık tedavisi için yaygın olarak kullanılır. Ancak bu metallerin elastisite modülleri kemikle kıyaslandığında çok yüksektir. Bu durumda yükün büyük kısmı plak tarafından taşınmaktadır. Hastings G. W. [1] tarafından yapılan klinik araştırmalar göstermiştir ki kemikte yükleme esnasında şekil değişiminin meydana gelmemesi iyileşme sürecindeki kallus oluşumunu ve kemikleşmeyi olumsuz etkileyerek kemik erimesine sebep olmaktadır. Kemik yoğunluğu % 20 oranında düşebilmekte ve kemik plağı çıkarıldıktan sonra kemik vidaları etrafında yüksek gerilme yığılmalarından dolayı tekrar kemik kırılmaları olabilmektedir. Kemik plakları kemik bütünlüğünü bozmayacak kadar rijit, uygun iyileşmeyi sağlayacak kadar esnek olmalıdır. Bu yüzden, kemik plaklarının yeni tiplerinin üretimine ihtiyaç duyulur.

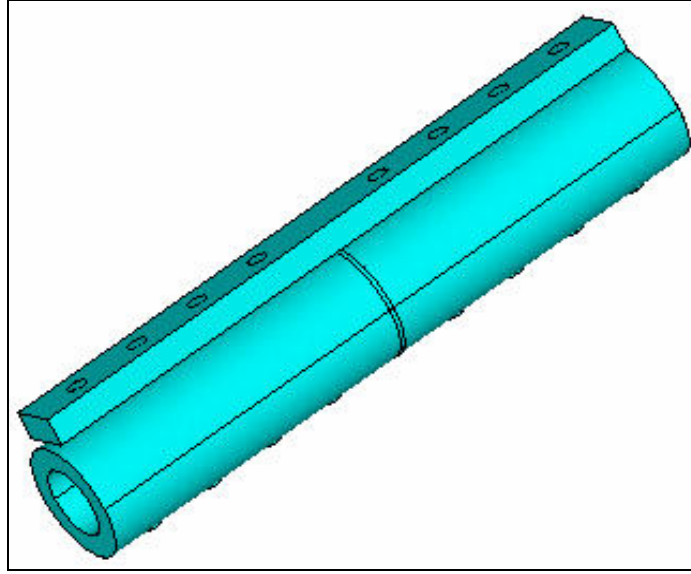
Son yıllarda kompozit malzemelerden kemik plağı üretimi konusunda çalışmalar yapılmıştır. Veerabagu ve diğerleri [2] örgülü karbon-epoksi kompozit kemik plak modellerinin uygunluğu üzerine çalışmışlardır. Kemik ve çelik/kompozit kemik plakları arasındaki etkileşimi incelemek için sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak modeller geliştirilmiştir. Verilen yükleme durumu için çelik plakla kıyaslandığında kompozit plağın kemikte daha büyük boylamsal şekil değiştirme sağladığı tespit edilmiştir. Bu nedenle, örgülü kompozit kemik plağı tasarım ve üretim için kullanılabileceği önerilmiştir. Örgülü karbon/PEEK dokulu kompozitleri, Fujihara ve diğerleri. [3] tarafından kemik plağı üretiminde önerilen başka bir malzemedir. Ganesh ve diğerleri [4] tarafından yapılan çalışmada ise boylamsal olarak değişen katılığa sahip kemik plakları önerilmektedir.

Bu çalışmada, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesinden Prof. Dr. Hasan HAVİTCIOĞLU tarafından prototipi üretilmiş viskoelastik malzemeli kemik plağının tasarımının ve üretiminin uygunluğu incelenmiştir. Bu amaçla, bu plakla birlikte Ti alaşımlı ve paslanmaz çelik plaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile modelleri geliştirilmiş, aynı sınır ve yükleme koşulları altında gerilme analizleri yapılmıştır.

2. PROBLEMİN MODELLENMESİ

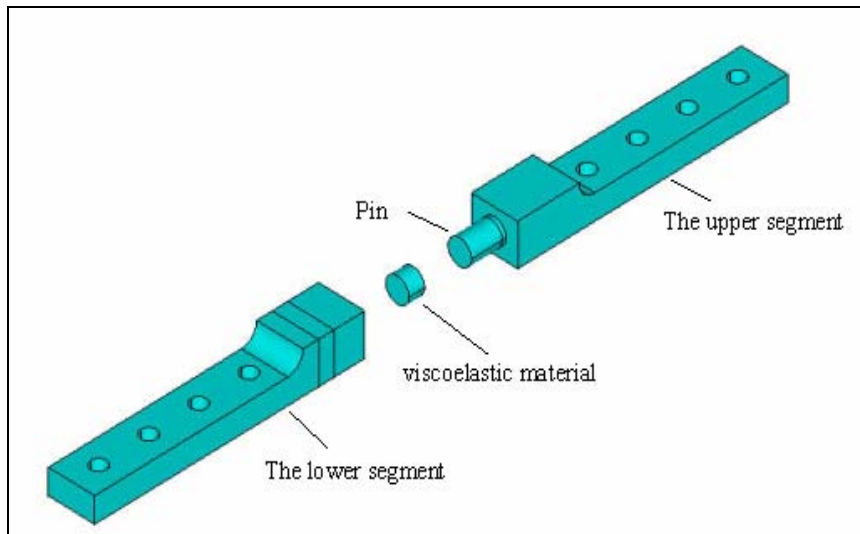
Bu nümerik çalışmada, ANSYS programı kullanılarak kemik-plak sistemlerinin üç boyutlu sonlu eleman modelleri geliştirilmiştir. Plak, kemik (tibia), vida ve viskoelastik malzeme önce ayrı ayrı modellenmiş ve sonra uygun şekilde birbirlerine monte edilmişlerdir. Modelleme sürecinde aşağıdaki kabuller yapılmıştır.

- Tibia kemiği ve kırık ara bölgesi, düzgün, içi boş silindirik tüp biçiminde tanımlanmıştır. İç çapın dış çapa oranı 2/3 olarak alınmıştır. [5] İçi boş alınmasını nedeni kemik iliğinin herhangi bir yük taşımamasıdır.
- Ti alaşımı ve çelikten imal edilen kemik plakları sekiz delikli kompresyon plağından ölçülendirilmiştir. (Şekil 1)



Şekil 1. Ti alaşımı ve paslanmaz çelikten imal edilen kompresyon plağı

- Vidalar 4mm çapında kortikal vida olarak alınmıştır. Bu vidalar kemik kesitinin her iki kortikal kısmına da bağlanmıştır. Modellerdeki kemik fragmanlarının arasında 1 mm kalınlıkta enine bir kırık olduğu varsayılmıştır.
- Viskoelastik malzemeli kemik plağı üç parçadan oluşmaktadır: üst plak, viskoelastik malzemenin yerleştirildiği alt plak ve silindirik geometriye sahip viskoelastik malzeme. (Şekil 2) Üst ve alt plakların paslanmaz çelikten imal edildiği düşünülmüştür. Bu parçalar montaj edildikten sonra üst ve alt plaklar arasında 1mm boşluk vardır.
- Kemik/plak ve kemik/vida ara yüzeyler arasındaki sürtünme ihmal edilmiştir. Plakla kemik arasında 0,1 mm lik boşluk olduğu kabul edilmiştir. Kemikle plaklar vidalara ayrı olarak bağlanmıştır.



Şekil 2. Viskoelastik malzemeli kemik plağı oluşturan parçalar

Modellemeden sonra her bir elemanın malzeme özellikleri tanımlanmıştır. Kemik malzemesinin izotropik ve kortikal kemik boyunca üniform olduğu kabul edilmiştir. Bunun nedeni, uzun kemikler gerçekte enine izotropik iken bu çalışmada basma kuvvetinin etkileri incelenecek olmasıdır. Vidaların ve paslanmaz çeliğin Young modülü 200 GPa Poisson oranı 0.3 olarak alınmıştır. Kallus materyali homojen ve izotropik alınarak iyileşme sürecinde mekanik özelliklerinin değiştiği ve kırık boşluğu arasında köprü oluşturduğu düşünülmüştür.

Tablo 1. Elemanların boyutları

Geometrik Model	Boyutlar (mm)	
Bütün kemik	İç/dış çap –Uzunluk	15 / 25 – 140
Kırık bölgesi	İç/dış çap –Uzunluk	15 / 25– 1
Plak	Uzunluk-Genişlik-Kalınlık	140 – 12– 6
Vida	Çap-Uzunluk	4 – 32
Viskoelastik Malzeme	Çap-Uzunluk	6 – 4
Viskoelastik Materyalli Plağın Orta kesiti	Uzunluk-Genişlik-Kalınlık	20 –12 –10

Table 2. Elemanların mekanik özellikleri

Eleman	Young Modülü (E) (MPa)	Poisson oranı (v)
Bütün kemik	20000	0.3
Kallus Materyal (Başlangıçta)	2	0.3
Kallus Materyal (% 1 iyileşme)	10	0.3
Kallus Materyal (% 50 iyileşme)	10000	0.3
Kallus Materyal (% 75 iyileşme)	15000	0.3
Kortikal vidalar	200000	0.3
Ti alaşımlı kemik plağı	110000	0.3
Paslanmaz çelik kemik plağı	200000	0.3
Viskoelastik Malzeme	7359	0.3

Malzeme özellikleri belirtildikten sonra her bir hacim solid 92 elemanla sonlu elemanlara ayrılmıştır. Bu eleman on düğüme sahip olup düzensiz modellerde kullanılabilir. Her düğümün üç serbestlik derecesi vardır.

Viskoelastik malzemeli kemik plak sisteminde üst plak ile alt plağın birbirine geçtiği kısımda kontak elemanlar kullanılmıştır. Bu sayede kemik-plak sisteminin dengesi sağlanmıştır. Kontak ve hedef elemanlar oluşturulurken viskoelastik malzemenin etkileri tam olarak görülmesi için sürtünme katsayısı girilmemiştir.

Problemin yükleme koşulu insan ağırlığına denk basınç olarak üst kemik fragmanın üst kısmından uygulanmıştır. Bunun nedeni, tibia kemiğinin gövde kısmının modellenmiş olmasıdır. 80 kg ağırlığa sahip bir insanın tibia kemiğinde oluşturduğu yaklaşık basınç:

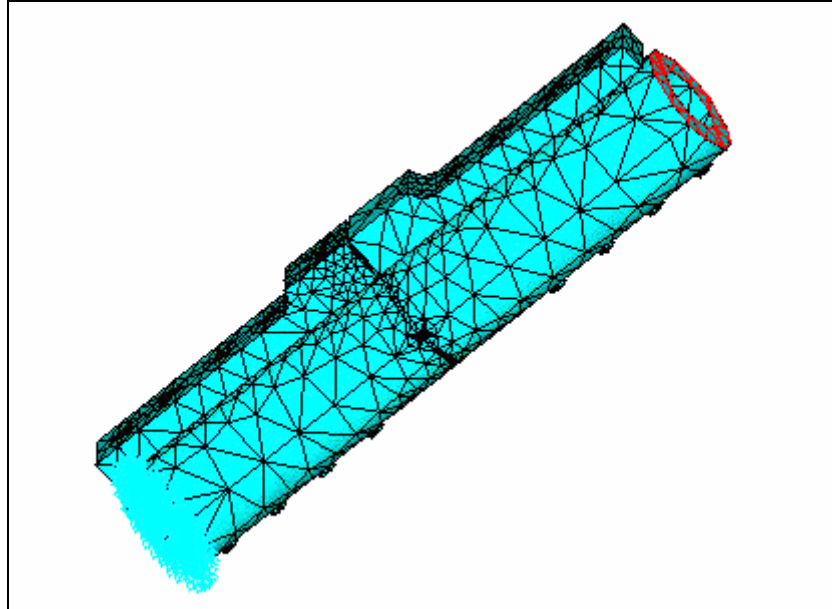
$$F = m.g = 80 \times 9.81 = 784.8 \text{ N}$$

$$A = \frac{\pi.(25^2 - 15^2)}{4} = 314.159 \text{ mm}^2$$

$$P = \frac{F}{A} = \frac{784.8}{314.159} = 2.49 \text{ N/mm}^2 \cong 2.5 \text{ MPa}$$

olarak bulunmuştur.

Sınır koşulu olarak alt kemik fragmanı sabitlenmiştir.



Şekil 3. Kemik-plak sisteminin sonlu elemanlar modeli

3. VISCOELASTİK MALZEMENİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN TESPİTİ

Prototipi üretilmiş yeni geliştirilen kemik plağının mikro-hareketlilik açısından özellikleri farklı viskoelastik malzemeler kullanarak değiştirilebilir. Ancak, mekanik açıdan bakıldığında bir kemik plağının tasarımında göz önünde bulundurulması gereken en önemli özellik katılıktır. Bir kemik plağının yüksek katılığa sahip olması kemiğin iyileşmesine engel olan gerilme kalkını (Stress-Shielding) oluşturur. Diğer taraftan, plaktaki katılığın çok düşük olması plak altındaki kemiğin mikro-hareketini gereğinde fazla artırarak yine iyileşmeye engel olacaktır. Bu nedenle, viskoelastik malzeme mikro-hareketliliği uygun değerlerde tutacak bir katılıkta seçilmelidir.

Bu çalışmada, seçilecek viskoelastik malzemenin özellikleri tespit edilirken saf titanyumun eksenel katılığı referans alınmıştır. Zira klinik araştırmalar saf titanyumun ($E=6800$ MPa) paslanmaz çeliğe göre daha az gerilme kalkını oluşturarak iyileşmeyi hızlandığını göstermiştir. [6] Ancak dayanımının düşük olması ve kristal yapısından dolayı işlenmesindeki zorluklar saf titanyumun kemik plağı üretiminde kullanım alanını daraltmaktadır.

Eşdeğer eksenel katılık için aynı yükseklikte ve yükleme koşulları altında saf titanyum kemik plağı ve viskoelastik malzemeli kemik plağının toplam aynı miktarda deformasyona uğradığı düşünülerek aşağıdaki formül elde edilmiştir:

$$\Delta L_{Ti} = \Delta L_{vis} \quad (1)$$

$$\frac{F.L_0}{E_0.A_0} = \frac{F.L_1}{E_1.A_1} + \frac{F.L_2}{E_2.A_2} + \frac{F.L_3}{E_3.A_3} \quad (2)$$

Bu eşitlik sadeleştirilirse;

$$\frac{L_0}{E_0.A_0} = \frac{L_1}{E_1.A_1} + \frac{L_2}{E_2.A_2} + \frac{L_3}{E_3.A_3} \quad (3)$$

denklemleri elde edilir. Bu formülle viskoelastik malzemenin elastisite modülü 7359 MPa olarak hesaplanmıştır.

4. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Viscoelastik malzemeli kemik-plak sistemi, Ti alaşımlı ve paslanmaz çelikten imal edilmiş kemik plaklarıyla performans açısından karşılaştırmak amacıyla aynı yükleme ve sınır koşullarında gerilme analizleri yapılarak iyileşme sürecinde plaklarla, kırık ara yüzeyi ve bütün kemik boyunca oluşan gerilmeler incelenmiştir.

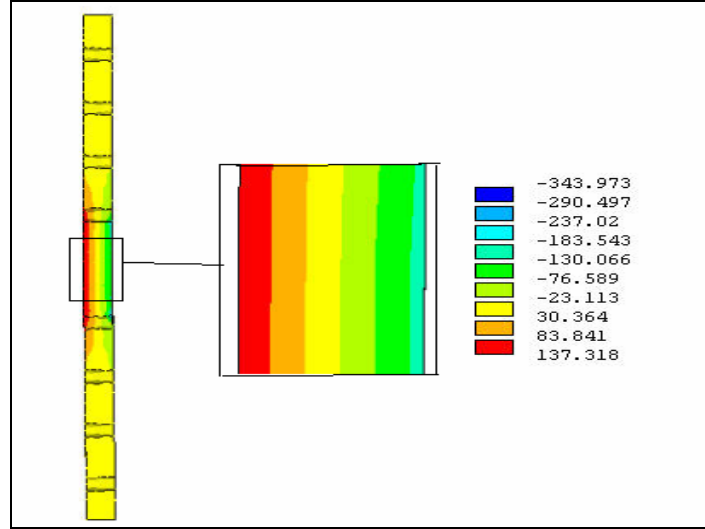
Kallus oluşumunu başlamadığı başlangıç durumu için plağın yanal kısımlarında eksantrik yüklemeye dolayı yüksek çekme ve basma gerilmeleri meydana gelmiştir. Plaklarda meydana gelen maksimum gerilmeler aşağıdaki bileşik gerilme formülü (4) ile hesaplanmıştır. Analiz sonuçları bu teorik sonuçlarla karşılaştırıldığında bir miktar küçük çıkmıştır. Bu durumun, yükleme sonrasında kemik fragmanları arasında bir miktar temasın olmasından kaynaklandığı anlaşılmıştır.

$$\sigma_{z1,z2} = -\frac{F}{A} \pm \frac{M}{I} \times y \quad (4)$$

Örneğin paslanmaz çelik için teorik çözüm yapılacak olursa;

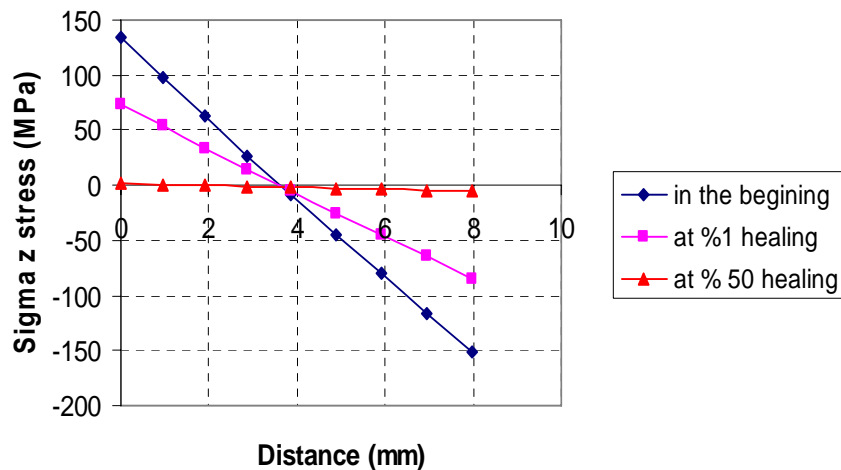
$$\sigma_{z1,z2} = -\frac{784.8}{12 \times 6} \pm \frac{784.8 \times 15.5}{12 \times 6^3} \times 3 \Rightarrow \sigma_{z1} = 158,05 \text{ (MPa)}, \sigma_{z2} = -179,85 \text{ (MPa)}$$

olarak hesaplanır. Şekil 4’de görüldüğü gibi analiz sonuçlarına göre maksimum çekme gerilmesi 137,318 MPa, teorik hesaba göre 158,05 MPa dır.



Şekil 4. Paslanmaz çelik kemik plağının eksel yöndeki gerilme dağılımı

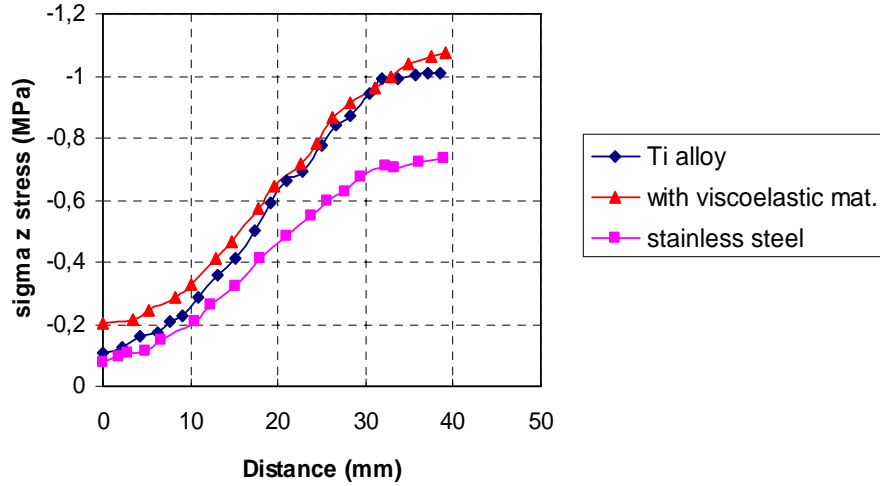
İyileşme sürecinde kemik plaklarında oluşan gerilmeler incelendiğinde büyük değişimler olduğu gözlenmektedir. Örneğin paslanmaz çelik kemik plağında iyileşmenin olmadığı başlangıçta yanal yüzeyinde meydana gelen en büyük gerilme 137 MPa iken % 1 lik iyileşme durumu için 75 MPa’a düşmüştür. % 50 lik iyileşme durumunda kemik yükün büyük kısmını üzerine aldığından dolayı plağın yanal kısımlarındaki gerilmeler çok düşük değerlerdedir. (Şekil 5)



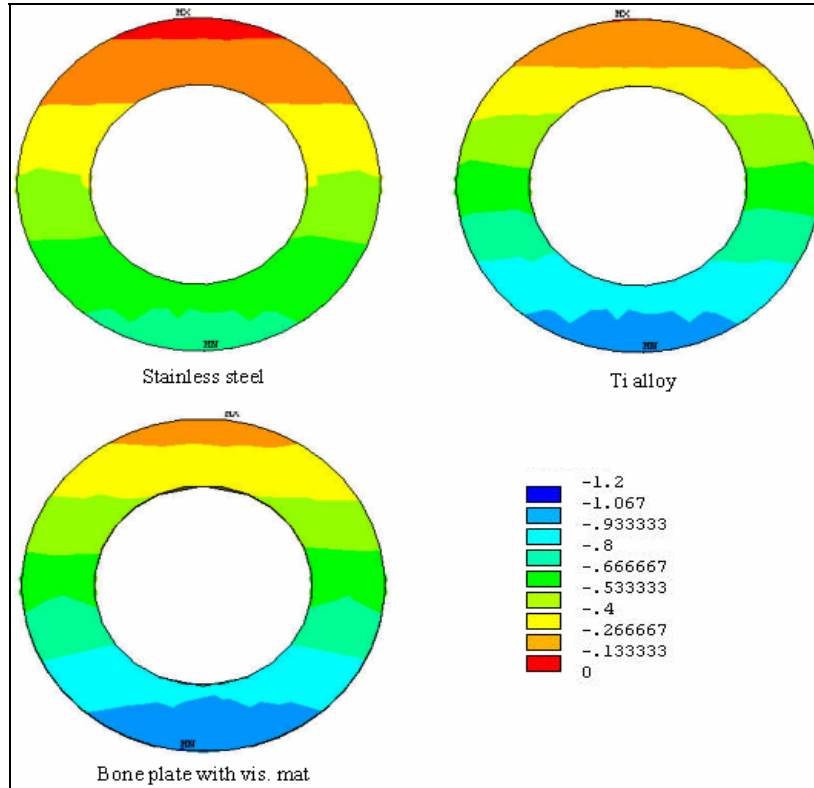
Şekil 5. İyileşme sürecinde paslanmaz çelik kemik plağının orta kesitinde kalınlık boyunca gerilme dağılımı

Çalışmanın diğer safhasında kemik iyileşme sürecinde kırık ara bölgesindeki ve bütün kemik boyunca gerilme dağılımı incelenmiştir. % 1 lik iyileşme durumu için şekil 6'ya bakıldığında kırık ara bölgesinde en büyük basma gerilmesi viskoelastik malzemeli kemik plak sisteminde görülmüştür. Bu durumda, viskoelastik kemik plağının daha düşük gerilme kalkanı oluşturarak iyileşmeyi hızlandırabileceği söylenebilir.

Paslanmaz çelik kemik plağında eksenel ve eğilme katılığı diğerlerine göre yüksek olmasından dolayı kırık bölgesinde oluşan basma gerilmeleri en düşük seviyededir. (şekil 7)

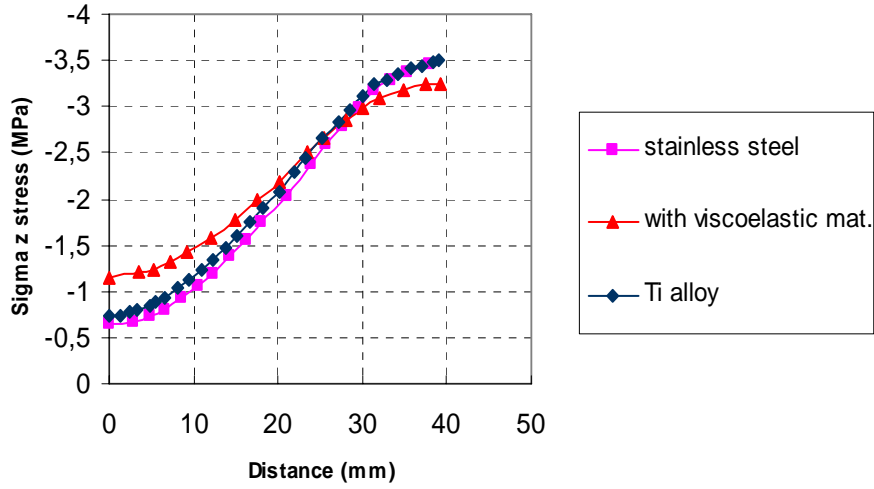


Şekil 6. % 1 lik iyileşme durumunda her bir kemik-plak sitemi için kırık ara bölgesindeki gerilme dağılımı



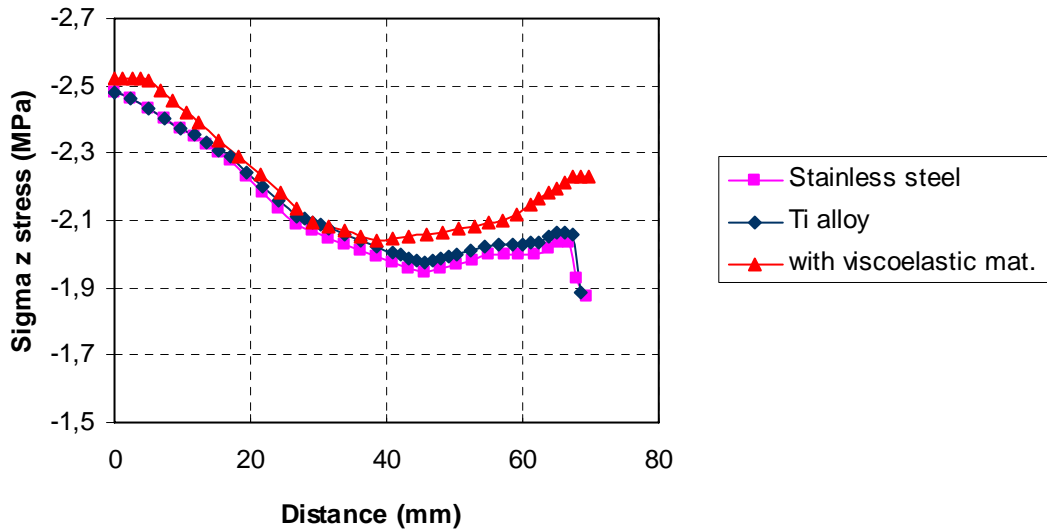
Şekil 7. %1'lik iyileşme durumunda her bir kemik-plak sistemi için kırık ara kesitlerinde oluşan gerilmeler

Kemiklerdeki iyileşme yüzdesi arttıkça kemik ara bölgesinde ve bütün (intact) kemik fragmanlarındaki gerilme değerleri artış göstermektedir. Ayrıca kemik-plak sistemlerinin tarafsız eksenlerinin bir miktar kemiğe doğru kaydığı görülmektedir. (Şekil 8)



Şekil 8. % 50 lik iyileşme durumunda her bir kemik-plak sistemi için kırık ara bölgesindeki gerilme dağılımı

Şekil 9'a bakıldığında viscoelastik kemik-plak sisteminde bütün (intact) kemik fragmanının uzunluğu boyunca yükleme yüzeyinden kırık yüzeyine doğru basma gerilmelerinin daha yüksek ve daha düzgün bir şekilde dağıldığı görülmektedir.



Şekil 9 Kemik fragmanının uzunluğu boyunca yükleme yüzeyinden kırık yüzeyine doğru gerilme dağılımı

Sonuç olarak, Viscoelastik malzemeli kemik plağı, bütün kemikte ve kırık ara bölgesinde diğer plak fiksasyonlarına göre daha büyük gerilmeler ve mikro hareketlilik sağlayarak kallus oluşumunu hızlandıracak ayrıca gerilme kalkını (stress shielding) denilen komplikasyonu azaltarak kemik erimesi oluşma riskini ortadan kaldıracaktır. Viskoelastik malzemenin yürüme esnasında darbeyi absorbe ederek kemikte meydana gelebilecek hasarları azaltabileceği bir diğer avantajıdır.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmadaki katkılarından dolayı Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Hasan Havıtcıoğlu'na teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR

- [1] Hastings, G.W. "Is there an ideal biomaterial for use as an implant for fracture fixation? Biodegradable implants in fracture fixation". 19–34, 1993
- [2] Veerabagu, S., Fujihara, K., Dasari, G.R., & Ramakrishna, S. "Strain distribution analysis of braided composite bone plates." Composites Science and Technology, 62, 427–435, 2003
- [3] K. Fujihara, Zheng-Ming Huang, S. Ramakrishna, K. Satknanantham and H. Hamada "Feasibility of knitted carbon/PEEK composites for orthopedic bone plates" Biomaterials, 25 (17) 3877–3885, 2004
- [4] Ganesh, V. K., Ramakrishna, K., & Dhanjoo, N. "Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates." BioMedical Engineering OnLine, (4), 46, 2005.
- [5] Cordey, J., Perren, S.M., & Steinemann, S.G. "Stress protection due to plates: myth or reality? A parametric analysis made using the composite beam theory." Injury. Suppl 3,C1–13, 2000
- [6] Ortrun E. "Unalloyed Titanium alloys for implants in bone surgery." Injury, Int J Care Injured.31:7–13, 2000
- [7] Cochran, G. V., Palmieri, V. R., & Zickel, R. E. (1994). Aramid-epoxy composite internal fixation plates: a pilot study. Clinical Biomechanics, 9, 315–322.
- [8] Yuehuei, H. A. & Robert, A. D. "Mechanical testing of bone and the bone-implant interface" (2nd ed.) CRC Pres: London, 2000
- [9] Tepic, S., Perren, S.M. "The biomechanics of the PC-Fix internal fixator" Injury 26(S2), 5–10, 1995
- [10] Disegi, J.A. "Titanium alloys for fracture fixation implants" Injury, 31(4), 14-17, 2000